

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

**Diseño y construcción de prototipo para estimulación en el
músculo tríceps sural para fracturas de tratamiento
incruenta.**

Artículo Académico.

**Valery Denisse Puebla Hidalgo
Josselyn Dayan Ruales Jaqui**

Ingeniería Electrónica

Trabajo de titulación presentado como requisito
para la obtención del título de
Ingeniera Electrónica

Quito, 10 de diciembre de 2017

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ
COLEGIO CIENCIA E INGENIERIAS

**HOJA DE CALIFICACIÓN
DE TRABAJO DE TITULACIÓN**

**Diseño y construcción de prototipo para estimulación en el músculo tríceps
sural para fracturas de tratamiento incruenta.**

Valery Denisse Puebla Hidalgo

Josselyn Dayana Ruales Jaqui

Calificación:

Nombre del profesor, Título académico

Diego Benítez, PhD.

Firma del profesor

Quito, 10 de diciembre de 2017

Derechos de Autor

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Firma del estudiante: _____

Nombres y apellidos: Valery Denisse Puebla Hidalgo

Código: 00112347

Cédula de Identidad: 0604076018

Firma del estudiante: _____

Nombres y apellidos: Josselyn Dayana Ruales Jaqui

Código: 00113020

Cédula de Identidad: 1751286137

Lugar y fecha: Quito, 10 de diciembre de 2017

RESUMEN

Este documento se considera la construcción de un prototipo para electro estimulación controlada, con el fin de evadir la atrofia muscular en una extremidad inferior humana inmóvil por el uso de una férula impresa en 3D, La electro estimulación controlada se basa en la aplicación de electrodos las cuales emiten dos ondas que chocan entre ellas produciendo una estimulación al músculo mientras el miembro a tratarse se encuentra totalmente inmovilizado con una férula rellena al 25% de una impresión en 3D. Como resultado de la electro estimulación durante el uso de la férula se evita la pérdida de masa muscular en la extremidad inferior humana.

Palabras clave: electro estimulación, férula, oscilador, prototipo, atrofia muscular.

ABSTRACT

This document is considered the construction of a prototype for controlled electro stimulation, in order to evade muscle atrophy in an immobile human lower extremity by the use of a 3D printed splint. The controlled electro stimulation is based on the application of electrodes, which emit two waves that collide between them producing a stimulation to the muscle while the member to be treated is totally immobilized with a splint filled to 25% of a 3D impression. As a result of the electro stimulation during the use of the splint the loss of muscle mass in the human lower extremity is avoided.

Keywords: electro stimulation, splint, oscillator, prototype, muscular atrophy.

TABLA DE CONTENIDO

Introducción	7
Resultados.....	8
Conclusiones.....	11
Referencias bibliográficas	12
Anexo A: Título	12

Diseño y construcción de prototipo para estimulación en el músculo tríceps sural durante fracturas de tratamiento incruenta.

Valery Puebla, Josselyn Ruales

Colegio de Ciencias e Ingenierías “El Politécnico”

Universidad San Francisco de Quito USFQ

Quito, Ecuador

Abstract— En este artículo se considera la construcción de un prototipo para electro estimulación controlada, con el fin de evadir la atrofia muscular en una extremidad inferior humana inmóvil por el uso de una férula impresa en 3D, La electro estimulación controlada se basa en la aplicación de electrodos las cuales emiten dos ondas que chocan entre ellas produciendo una estimulación al músculo mientras el miembro a tratarse se encuentra totalmente inmovilizado con una férula rellena al 25 % de una impresión en 3D. Como resultado de la electro estimulación durante el uso de la férula se evita la pérdida de masa muscular en la extremidad inferior humana.

I. INTRODUCTION

Durante años los médicos traumatólogos han estudiado el deterioro muscular, lo que es más conocido como la atrofia; atrofia es la disminución de masa muscular la cual produce la pérdida de fuerza en el músculo, la atrofia se produce por dos factores, la primera se la conoce como atrofia neurogénica, esta es la más grave ya que se debe, en la mayoría de los casos, a una enfermedad, tal como:

- Esclerosis lateral amiotrófica (ELA o enfermedad de Lou Gehrig)
- Daño a un solo nervio, como el síndrome del túnel carpiano
- Síndrome de Guillian-Barre
- Daño a los nervios causado por una lesión, diabetes, toxinas o alcohol
- Polio (poliomielitis)
- Lesión de médula espinal

La segunda atrofia se produce por desuso, esta ocurre cuando el individuo no puede mover las extremidades debido a que distintas razones, como por ejemplo tiene un trabajo en el que se requiere pasar sentados, por problemas de salud que limitan su movimiento o disminución en los niveles de actividad del músculo [4]. Existen estudios afirmando que la pérdida muscular es de un 3-4 % por día, este porcentaje de masa se da en la primera semana, por lo que en los primeros 3 días de inmovilización se puede observar un gran cambio [21].

La atrofia se produce por el uso del yeso que se utiliza para inmovilizar la extremidad al darse una fisura, una fractura o un esguince ya sea en el tobillo, tibia o peroné, ya que se enyesa la mitad inferior de la extremidad inferior, lo que hace que el músculo posea un movimiento limitado [1]. El objetivo de este trabajo es diseñar e implementar un prototipo para evitar la pérdida de músculo, basado en la electro-estimulación del musculo mientras este esta inmovilizado mediante el uso de una férula impresa en 3D, la electro-estimulación se logra con ayuda de un circuito oscilador con una salida cuadrática emitida por dos electrodos en contacto con la piel que llevan los pulsos eléctricos. La electro estimulación hace que el músculo triceps sural, a pesar de que esta con un movimiento limitado, se mantenga trabajando y se reduzca e grado de atrofia [14]. La Fig.1 muestra el diagrama de bloques del sistema implementado.

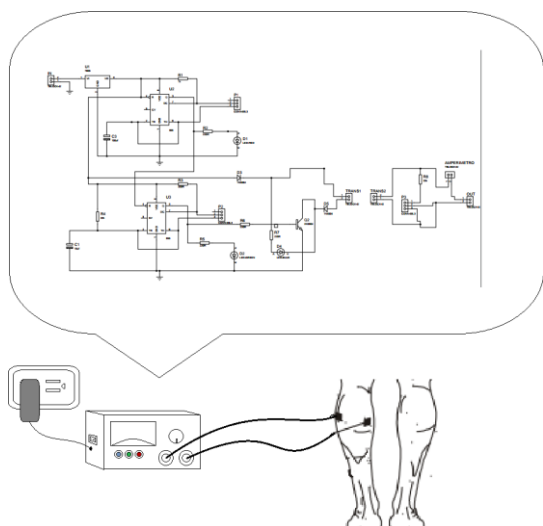


Fig. 1. Diagrama de bloques.

II. METODOLOGÍA

II-A. Desarrollo de férula impresa en 3D

Una fractura de tratamiento incruenta consta de dos partes en el proceso de sanación; en la primera parte del proceso se inmoviliza mediante el uso de una férula de yeso la extremidad inferior para que el hueso empiece a hacerse callo, esta es una formación temporal de fibroblastos y condroblastos en la zona de fractura de un hueso, mientras que el hueso intenta regenerar [5]. Para la segunda parte del tratamiento se procede a un cambio de férula que sirve para la des-inflamación ya que aprieta el musculo, a fin de que este inmóvil [1]. El yeso también provoca falta de respiración muscular lo que aporta con la atrofia.

En este trabajo se decidió utilizar una férula impresa en 3D para inmovilizar el musculo. Al imprimir la férula en 3D se puede decidir el relleno, es decir cuando se aplica el yeso o la fibra de vidrio estos poseen una densidad establecida, mientras que la férula puede estar rellena desde un 25 % a un 100 % lo que brinda una mejor respiración al músculo y mayor estabilidad [1].

Para la elaboración de la férula se tomó un molde un yeso de la extremidad inferior desde el pie hasta la rodilla, tal como se muestra en la Fig.2.



Fig. 2. Molde de yeso.

Este molde en yeso luego se escanea con el programa Skanect, se edita en el software Solidworks, en el cual modifica las sujeciones de las piezas, se dividen en 3 para más estabilidad y, se envía a la impresora en el programa Repetier Host con código G. La Fig.3 muestra el diseño de la férula en el programa Solidworks.

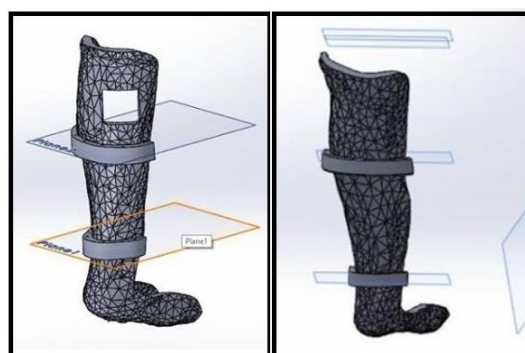


Fig. 3. Diseño para impresiones de férula en 3D.

Fig.4 muestra el resultado final de la férula impresa con tecnología 3D. La impresión se realizó con material PLA (ácido poli láctico), este es un material renovable al 100 %, es biodegradable, es inodoro, resistente a los rayos U.V., a la humedad y a la grasa, este material se utiliza mucho en la industria medica con la creación de implantes en los huesos o tejidos [7].



Fig. 4. Férula impresa en 3D.

II-B. Circuito

Uno de los principales tipos de corriente utilizados para la electro estimulación, es la estimulación de nervios eléctrica-transcutánea o TENS, la cual utiliza las corrientes de pulso bifásico provocando artificialmente contracciones musculares, estas corrientes son similares a los picos que genera el sistema nervioso, estos picos se asemejan a la carga y descarga de los condensadores; con este principio, el electro estimulador posee un oscilador que convierte la corriente continua en corriente alterna a una determinada frecuencia [1].

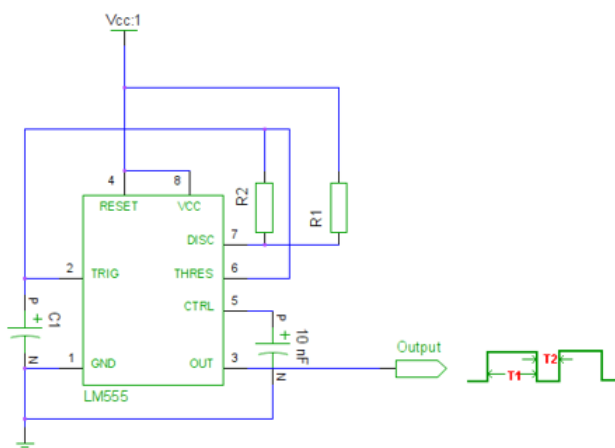


Fig. 5. Oscilador astable.

El oscilador tiene dos temporizadores LM555 en conexión astable, a este tipo de circuito se lo denomina multivibrador astable, el circuito oscila continuamente entre dos estados inestables, produciendo una salida de onda rectangular [7].

Fig.5 muestra el símbolo lógico para el temporizador LM555 conectado como oscilador esta en el figura 2, las ecuaciones de la anchura del semiciclo 1, del semiciclo 2 y de la frecuencia, se representan en las ecuaciones 1, 2 y 3 respectivamente [16].

$$T1 = 693(R1 + R2) * C1 \tag{1}$$

$$T1 = 693(R2 * C1) \tag{2}$$

$$freq = \frac{1,4}{(R1 + R2) * C1} \tag{3}$$

La frecuencia con la que se trabaja depende de los beneficios que se desean hacer en el músculo que se trata [22], tal como se muestra en la Tabla I.

TABLE I
BENEFICIOS SEGÚN LA FRECUENCIA.

Beneficios para el musculo	Frecuencia [Hz]
Descontractura y relaja.	1 - 10
Aumentando la masa muscular.	11 - 30
Trabaja cualidades de resistencia muscular.	31 - 60
Entrena capacidades de fuerza.	51 - 90
Mejoras de fuerza y explosividad.	91 - 100

Para este proyecto el circuito maneja un rango de frecuencia de 1 a 30 [Hz], en base a este rango se definen los valores de cada elemento del circuito. El circuito posee dos temporizadores LM555, ambos con sus respectivos condensadores, los cuales simulan las células nerviosas con su carga y descarga, ambos osciladores poseen resistencias variables, que manipulan la velocidad y frecuencia de cada etapa.

El primer 555 representa la primera etapa con la salida a una frecuencia de 1,25Hz la cual se logró con a una resistencia de 1kΩ, un variador de 10kΩ y un capacitor de 100uF, tal como se muestra en el circuto de la Fig.6.

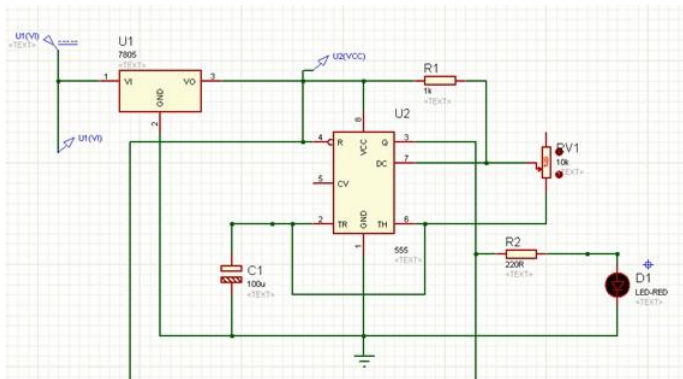


Fig. 6. Primera etapa.

La segunda etapa, Fig.7 tiene una frecuencia de 26,6Hz, implementado con una resistencia de 330Ω, un variador de 5kΩ y un capacitor de 10µF.

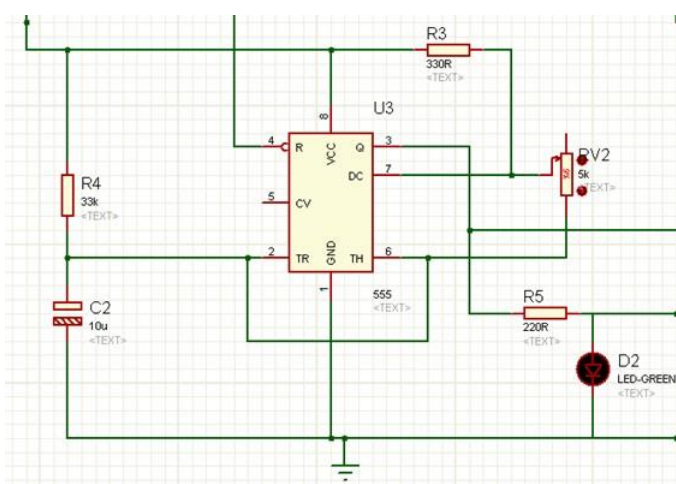


Fig. 7. Segunda etapa.

Los impulsos de la segunda etapa son controlados por el primer oscilador, esto se debe a que la salida de los impulsos del primer LM555 se conecta con el reinicio del siguiente oscilador haciendo que mientras el primer temporizador este en uno el siguiente funcione a una mayor frecuencia, haciendo que tenga una mayor oscilación, y si esta en cero deja de funcionar.

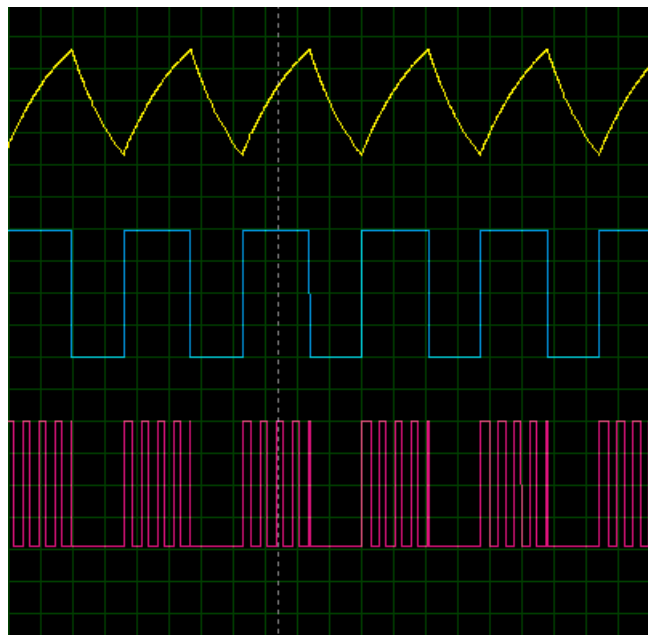


Fig. 8. Respuesta de salida en el osciloscopio.

En la Figura 8, en la primera señal se visualiza la carga y descarga del primer condensador, la segunda señal es la respuesta de salida del primer oscilador con una frecuencia de 1.25 [Hz], la ultima señal es la respuesta de salida del segundo oscilador con una frecuencia de 26.6 [Hz].

Las dos frecuencias se interfieren entre si dando lugar a una nueva corriente eléctrica resultante de ambas, de esta manera se consigue tener frecuencias de estimulación Variables.

El nivel de seguridad de corriente aceptable para el cuerpo humano es de 5 [mA], tal como se muestra en la TablaII, al elevar este puede causar desde la pérdida de control motor hasta quemaduras [20].

TABLE II

RIESGOS DE LA CORRIENTE PARA EL CUERPO HUMANO.

Riesgos	Corriente
Umbral de percepción.	500 [uA] - 1 [mA]
Nivel de seguridad aceptable.	5 [mA]
Pérdida de control motor.	12 [mA]
Dolor, fatiga, lesiones físicas.	Mayor 100 [mA]
Fibrilación ventricular.	Mayor a 1[A]
Contracción de músculo cardiaco.	10 [A]
Quemaduras y lesiones varias.	Mayor a 10 [A]

El umbral de percepción del electro estimulador va desde 500 [uA] a 1 [mA], se utiliza un transistor a manera de interruptor logrando que la corriente de base y salida de los osciladores entre en corte (interruptor abierto) con corriente del colector mínima o en saturación (interruptor cerrado) con corriente del colector máxima.

La corriente del colector en el transistor 548 de acuerdo al datasheet es de máximo 2mA, valor que esta dentro umbral. Para el diseño de aislamiento, Fig.9, reduciendo la corriente de fuga a niveles despreciables se utiliza la puesta a tierra y, tiene un transformador 1:10 que genera un voltaje de alta tensión pero de baja corriente. La salida del mismo es la potencia que el musculo recibe regulando la intensidad con el potenciómetro [3].

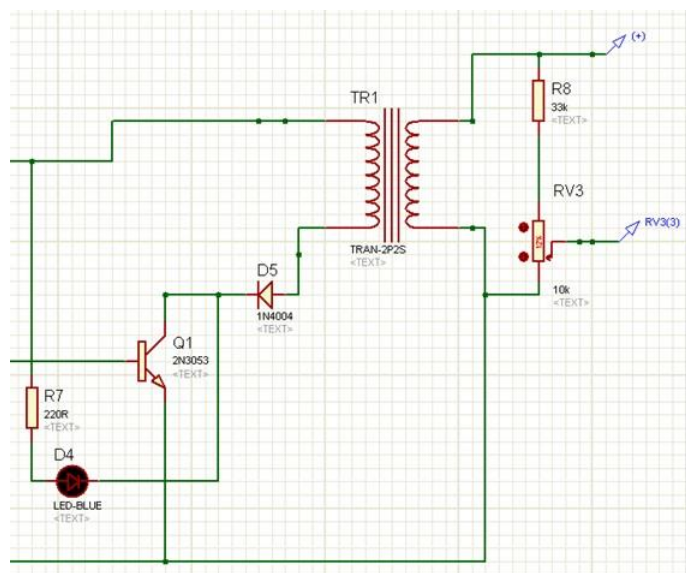


Fig. 9. Aislamiento.

II-C. Experimentación

Para comprobar el desempeño del prototipo desarrollado, se sometió a dos sujetos sanos, al uso de las férulas impresas en 3D, se midió el tamaño de la tibia de los sujetos en base a rayos X para que la altura de los participantes no interfiera con la experimentación; se midió la musculatura que poseían al inicio, tomando 8 cm debajo de la tuberosidad anterior de la tibia (TAT), se tomó el dato de el músculo triceps sural, que es el músculo que se va a atrofiar.

Las férulas impresas impiden que la extremidad inferior pueda asentarse y limita su movimiento; se coloca en la parte anterior de la extremidad inferior, ya que se aplica en la segunda parte de la fractura de tratamiento incruenta, pues el hueso ya está regenerado y solo necesita desinflamarse.

Al sujeto B se le colocó solo la férula para poder inmovilizar la extremidad inferior y así producir atrofia. Al sujeto A, en cambio se colocó la férula y al mismo tiempo se le aplicó periódicamente, bajo supervisión médica, electro estimulación en los gemelos, esto directamente por dos orificios hechos en la misma férula que permiten la aplicación de los electrodos.

La estimulación muscular debe realizarse por 6 sesiones semanales máximas de 15 minutos, la frecuencia fue de 22 Hz, la potencia e intensidad varía de persona a persona, es decir existen personas más sensibles unas de otras, por lo que se debe preguntar individualmente que intensidad se siente mejor, sin rebasar los rangos de seguridad. Esta experimentación se realizó durante 20 días [9].

III. RESULTADOS

Pasados los 20 días de la experimentación, se procedió a retirar las férulas y se procedió a realizar mediciones de la masa muscular del músculo triceps sural en los sujetos que se encontraban a prueba. Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla III.

TABLE III

MEDIDAS DEL MÚSCULO TRICEPS SURAL.

Sujeto	Antes [cm]	Despus [cm]
A	35.5	34.5
B	35	34.5

Como se puede observar, el sujeto A perdió más musculo que el sujeto B, a pesar de que se esperaba lo contrario; esto se debió a que al inicio de los parámetros establecidos para la experimentación se omitió el factor del ejercicio que los sujetos realizaban; el sujeto A realizaba ejercicio de 3 a 4 días por semana, mientras que el sujeto B es una persona sedentaria. Estudios anteriores señalan que los

deportistas tienden a perder más rápido masa muscular, ya que el músculo esta formado, mientras que en personas sedentarias esta pérdida no es tan rápida [22]. De acuerdo con investigaciones anteriores [22], el sujeto A debió perder de 3 a 4 % de masa muscular diaria, sin embargo, esto no ocurrió como se puede observar en los resultados de la Tabla IV, en donde se aprecia que la reducción de masa muscular fue tan solo del 2.81 %. El sujeto A empezó con 35.5 en el músculo tríceps sural, la pérdida esperada era de un 30.98 %, pero gracias a la electro estimulación y a la férula impresa en 3D colocada solo en la parte anterior se redujo al 2.81 % de pérdida, lo que confirma que gracias al uso de electro estimulación, se pudo mantener y ejercitar al musculo reduciendo considerablemente la atrofia muscular mientras el musculo estaba inmovilizado.

TABLE IV

DATOS ESPERADOS VS. DATOS REALES.

	<i>D.Esperados</i>	<i>D.Reales</i>
Sujeto A	24.85 [cm]	34.5 [cm]
Porcentaje de pérdida total	30.98 %	2.81 %

IV. CONCLUSIONES

Al diseñar y construir el prototipo para estimulación en el musculo tríceps sural para fractura de tratamiento incruenta, se llegó a las especificaciones médicas para que el uso de la electro estimulación sea correcto , tomando en cuenta la frecuencia y potencia con la que se puede armar el circuito para que el sujeto a prueba no corra peligro, así mismo al obtener datos reales se logró comprobar que la atrofia si se pudo evitar. Al realizar este procedimiento se debe tomar en consideración la parte de asilamiento, para evitarse que el sujeto este expuesto a la micro electrocución, así mismo se debe tener en cuenta la frecuencia máxima que aguanta el cuerpo humano para poder armar el circuito.

V. AGRADECIMIENTOS

Queremos agradecer la colaboración del Dr. Marcelo Longo y de nuestro profesor tutor Diego Benítez durante el desarrollo de este proyecto. También queremos agradecer a

nuestros padres y familias por el constante apoyo recibido durante estos duros años de estudio y, a Dios por darnos la oportunidad de estar presentas aquí y ahora.

REFERENCES

- [1]Asociación Mexicana de Medicina y Cirugía del Trauma. (1998). Trauma: La urgencia Médica de hoy. México: Diemex.
- [2]Dideriksen, J. Leerskov, K. et al. (2017). Relation Between the Frequency of Short-Pulse Electrical Stimulation of Afferent Nerve Fibers and Evoked Muscle Force. 01 junio 2017, de IEEE Sitio web: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7859342/>
- [3]Fluke Biomedical. (2014). Introducción a las pruebas de seguridad eléctrica: Parte I. 03 Agosto 2017, de Fluke Sitio web: http://support.fluke.com/Biomedical/Download/Asset/9460539_ENG_A_W.PDF
- [4]Frisch, H. (2005). Método de exploración del aparato locomotor y de la postura. Barcelona: Paidotribo.
- [5] Ilizarov, G. (1990). Osteosíntesis: Técnica de Ilizarov. Madrid: Norma, S.A.
- [6] Lopes, P & Baudisch, P. (2017). Interactive Systems Based on Electrical Muscle Stimulation. 01 junio 2017, de IEEE Sitio web: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=8057307>
- [7] Malvino, A & Leach, D. (1993). Principios y aplicaciones digitales. Barcelona: Marcombo.
- [8]Nudelman, N. (2004). Química sustentable.. Argentina: UNL
- [9]Ortiz, V. (1999). Entrenamiento de fuerza y explosividad para la actividad física y el deporte de competición. Barcelona: Inde.
- [10]Petrica, D. Zaharia, D. Et al. (2015). Electrical stimulation of sciatic nerve after decompression. Does the time of intervention counts?. 01 junio 2017, de IEEE Sitio web: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=7391544>
- [11] Pedrajas, L& Monzón, J. (2015). Adiós escayola: Prótesis impresa en 3D con electroestimuladores. 01 junio 2017, de IEEE Sitio web: <http://www.elmundo.es/economia/2015/07/02/559410f2e2704e40378b4590.html>
- [12] Serra, S. Díaz, J & Sande, M. (2003). Fisioterapia en traumatología, Ortopedia y Reumatología. Barcelona: Masson.
- [13] Schoenfeld, M. (2007). Recuperando la Salud. México: Pax México.
- [14]Singh, A. Calixto, G. Et al. (2016). EMG instrumentation for educational physiotherapy research. 01 junio 2017, de IEEE Sitio web: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=7797390>
- [15] Shima, K & Shimatani, K.. (2016). A new approach to direct rehabilitation based on functional electrical stimulation and EMG classification. 01 junio 2017, de IEEE Sitio web: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=7824200>
- [16] Strauss, L. (1970). Wave Generation and Shaping. New York: McGraw-Hill.
- [17] Tatsuno, S. Hayakawa, T & Ishikawa, M. (2017). Supportive training system for sports skill acquisition based on

- electrical stimulation. 01 junio 2017, de IEEE Sitio web:
<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=7989946>
- [18] Tocci, R & Widmer, N. (2003). *Sistemas digitales: Principio y aplicaciones*. México: Pearson.
- [19] Wang, H. Guo, A. et al. (2017). A wearable multi-pad electrode prototype for selective functional electrical stimulation of upper extremities. 01 junio 2017, de IEEE Sitio web:
<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=8036924>
- [20] Webster, J. et al. (2010). *Medical Instrumentation: application and design*. New York: Jhon Wiley & son.
- [21] Wilmore, J & Costill, D. (2007). *Fisiología del esfuerzo y del deporte*. Barcelona: Paidotribo.
- [22] Vaquero, F & López, C. (2006). *Fisiología del ejercicio*. España: Panamericana .